

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 06-054917

(43)Date of publication of application : 01.03.1994

(51)Int.Cl.

A61N 5/10  
G21K 5/02  
// G21K 5/00

(21)Application number : 04-212531

(71)Applicant : NEC CORP

(22)Date of filing : 10.08.1992

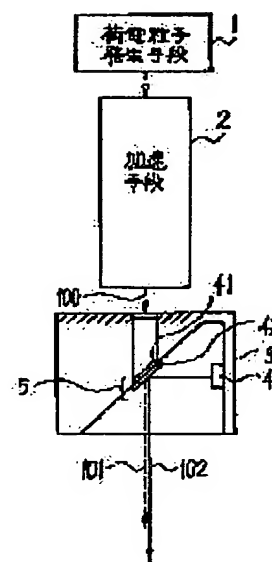
(72)Inventor : HIRAI KAZUFUMI  
MATSUI MIZUHO

## 54) CHARGED PARTICLE ACCELERATOR

(57)Abstract:

**PURPOSE:** To perform a simulation prior to therapy then apply radiotherapy with the same therapeutic apparatus by emitting thermoelectrons from a thermoelectron emitting cathode to collide with a two-layer accelerated particle converting target made of different materials, and converting them into X-rays emitted in the same direction as that of the radioactive rays from an accelerating means.

**CONSTITUTION:** This charged particle accelerator is provided with a charged particle generating means 1, an accelerating means 2, and an X-ray generating means 3, and a target 5 is constituted of two layers of a high-energy face 41 and a low-energy face 42. Low-energy thermoelectrons are emitted from a thermoelectron emitting cathode 4 to collide with the low-energy face 41 of the target 5, and they are used for a simulation as low-energy X-rays 102 to determine the radiation position and angle, then high-energy electrons are emitted from the accelerating means 2 as radioactive rays 100 to collide with the high-energy face 42 of the target 5 of the X-ray generating means 3, and they are converted into high-energy X-rays and radiated to a diseased portion as therapeutic radioactive rays for therapy.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 31.07.1996

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2910431

[Date of registration] 09.04.1999

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right] 09.04.2002

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-54917

(43)公開日 平成6年(1994)3月1日

(51)Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 N 5/10	F	7507-4C		
G 2 1 K 5/02	X	9215-2G		
// G 2 1 K 5/00	R	9215-2G		

審査請求 未請求 請求項の数1(全 5 頁)

(21)出願番号 特願平4-212531

(22)出願日 平成4年(1992)8月10日

(71)出願人 000004237

日本電気株式会社

東京都港区芝五丁目7番1号

(72)発明者 平井 一史

東京都港区芝五丁目7番1号日本電気株式会社内

(72)発明者 松井 瑞浦

東京都港区芝五丁目7番1号日本電気株式会社内

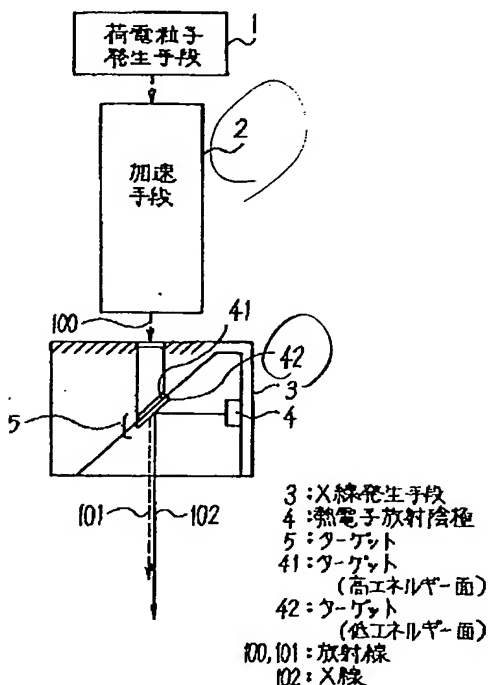
(74)代理人 弁理士 京本 直樹 (外2名)

(54)【発明の名称】 荷電粒子加速器

(57)【要約】

【構成】本発明は荷電粒子発生手段1と、加速手段2と、X線発生手段3とを備えており、通常は放射線治療装置に搭載されている。例えば、あらかじめ熱電子放射陰極4から低エネルギーの熱電子を放出しターゲット5の低エネルギー面41に衝突せしめ、低エネルギーのX線102として、シミュレーションに使用して照射位置や角度などを定める。この後、加速手段2から高エネルギーの電子流を放射線100として放射して、X線発生手段3の内部のターゲット5の高エネルギー面42に衝突せしめ、高エネルギーのX線に変換しこれを治療用の放射線として患部に照射してその治療に供する。

【効果】患者の治療に先立ちシミュレーションを行い引き続き同一の治療装置で患部の放射線治療ができるという効果がある。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 荷電粒子を発生する荷電粒子発生手段と、前記荷電粒子を加速する加速手段とを備えて放射線を放射する荷電粒子加速器において、熱電子放射陰極を設け前記熱電子放射陰極より放射した熱電子を異なる材質からなる2層の加速粒子変換ターゲットに衝突させ前記加速手段から出力される前記放射線と同一方向に放射されるX線に変換するX線発生手段を備えてなることを特徴とする荷電粒子加速器。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は荷電粒子加速器に関し、特に荷電粒子加速器から放射される放射線による治療に先立って治療箇所の正確な把握に用いるX線発生手段をとる荷電粒子加速器に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 従来の荷電粒子加速器の第一の例は、図4に示すように筐体30に収容され、荷電粒子源31から荷電粒子（この例では熱電子）を放射する。荷電粒子はあらかじめ定められた高周波で励振された複数の粒子加速キャビティ32（以下キャビティという）で加速された加速粒子をX線に変換するターゲット35（例えばタングステン・銅・金などからなる）に衝突する。その結果、荷電粒子流131Aは、高エネルギーX線131Bとなって放射され治療用に使われている。

【0003】 また、図5に示す第二の従来例は第4図の従来例と同様に、荷電粒子流131Aを発生させ、筐体30からは例えばベリリウムなどが使われている荷電粒子ウインドウ36を通して外部に取り出す。次に荷電粒子流131Aは、その通路に当る位置に配置されたターゲット35に衝突し高エネルギーX線131Bが放射される。このときターゲット35を例えば矢印130の方向に移動させると、荷電粒子流131A（この場合は電子流）をそのまま放射することができる。従ってこの例では、治療用として高エネルギーX線131Bと荷電粒子流131Aとを選択して利用できる。

【0004】 放射線治療をするに当り、患者の患部に対して照射すべき放射線治療照射野の形状・大きさ・照射角度等の治療条件を放射線治療装置に替ってシミュレーションする為の装置が必要となる。そのため低エネルギーのX線を用いてこれらのシミュレーションを行っている。このため最もよい方法は放射線の治療装置の放射線が放射される位置からシミュレーションの為の低エネルギーX線をも発生させシミュレーションをすることである。これを目的として高エネルギーの電子流の替りに低エネルギーの電子流を図4または図5に示すターゲットに当てて、電子流の方向に放射する低エネルギーのX線を得ようとすることは、ターゲット35が透過型であるのでここで低エネルギーのX線は減衰する。従って低エネルギーのX線をこの方法で利用することは難しい。

【0005】 よって放射線治療装置と主要な形状等が同一な低エネルギーX線のシミュレーション装置を設けて、先に述べた患者の患部に対して照射すべき放射線治療照射野の形状・大きさ・照射角度等の治療条件を放射線装置に替ってシミュレーションを行ない、そのデータに従って患者に対して放射線治療を実施している。

## 【0006】

【発明が解決しようとする課題】 本発明が解決しようとする従来の技術の課題は上述のように、放射治療をするにあたって、放射線の治療装置のほかに治療照射野の形状・大きさ・照射角度等の治療条件を確認する為、低エネルギーX線発生源を内蔵するシミュレーション装置とを設けて、照射方法のシミュレーションを行い、その結果に従って放射線治療を行っているの、かように治療装置とX線のシミュレーション装置とを一台ずつ設ける必要があるという点にある。

【0007】 従って本発明の目的は、上記欠点を解決した荷電粒子加速器を提供することにある。

## 【0008】

【課題を解決するための手段】 本発明の荷電粒子加速器は、荷電粒子を発生する荷電粒子発生手段と、前記荷電粒子を加速する加速手段とを備えて放射する荷電粒子加速器において、熱電子放射陰極を設け前記熱電子放射陰極より放射した熱電子を加速粒子変換ターゲットに衝突させ前記加速手段から出力される前記放射線と同一方向に放射されるX線に変換するX線発生手段を備えて構成される。

## 【0009】

【実施例】 次に本発明について実施例を示す図面を参照して詳細に説明する。第1図は本発明の概要を示すブロック図、第2図は本発明の第一の実施例の構造を示す断面図、第3図は本発明の第二の実施例の構造を示す断面図である。

【0010】 まず本発明の実施例の概要について説明する。

【0011】 本発明の概要は、治療用放射線の発生器に付随してシミュレーション用の低エネルギーX線の発生器を置き、そのX線の放射方向を治療用放射線の放射方向とを同一にしたものである。そのため、シミュレーション用のX線発生手段を、治療用放射線の通路へ挿入した形態となっている。シミュレーション用のX線発生手段を通過できない治療用放射線（例えば電子線）を放射するときには、用のX線発生手段を取除いて治療に当るようにしたものである。

【0012】 図1を見るに本発明は荷電粒子発生手段1と、加速手段2と、X線発生手段3とを備えており、通常は放射線治療装置に搭載されている。例えば、あらかじめ熱電子放射陰極4から低エネルギーの熱電子を放出しターゲット5の低エネルギー面41に衝突せしめ、低エネルギーのX線102として、シミュレーションに使用し

て照射位置や角度などを定める。この後、加速手段2から高エネルギーの電子流を放射線100として放射して、X線発生手段3の内部のターゲット5の高エネルギー面42に衝突せしめ、高エネルギーのX線に変換しこれを治療用の放射線として患部に照射してこの治療に供する。

【0013】ここで、放射線100はX線発生手段3を通過できないときまたは通過すると別の放射線に変換するようなときは、X線発生手段3を左右に移動せしめて放射線100の通路から排除するようにして、図1の放射線100がそのまま患者の患部に照射され治療に供せられるようになる。

【0014】次に本発明の実施例についてその構成と作動を中心に説明する。図2を見るに本発明の第一の実施例は筐体10と、荷電粒子源11と、キャビティ12と、熱電子放射陰極14と、ターゲット15と、X線ウインドウ18とを備えている。

【0015】ターゲット15は高エネルギー面41と、低エネルギー面42の2層から構成され、各エネルギーに最適な材質が使用される。

【0016】荷電粒子源11は荷電粒子発生手段を構成し、ここで発生した荷電粒子(ここに示す荷電粒子源11は高エネルギーの熱電子の放射を例示している)は筐体10の中にくり貫かれた複数個のキャビティ12の開口部を通過する。このとき複数個のキャビティ12は加速手段を構成し、それぞれのキャビティは固有の電磁的共振周波数の信号で励振される。キャビティを通過して加速された荷電粒子流111A(この場合は電子流を例にあげている)はターゲット15の高エネルギー面41に衝突し、ここで高エネルギーのX線111Bに変換され、X線ウインドウ18を通して外部に取り出され、患部の治療に当てられる。冷却パイプ19は高エネルギーの放射線交換によるターゲット15の発熱の冷却用である。

【0017】一方低エネルギーのX線発生手段は、熱電子放射陰極14から低エネルギーの電子流が放射され、この電子流はターゲット15の低エネルギー面42に衝突し、ここで低エネルギーのX線112に変換されて、X線ウインドウ18を通して外部に取り出されシミュレーションに利用される。低エネルギーX線112は高エネルギーX線111Bと同一方向に放射されるようにするため、ターゲット15は高エネルギーの荷電粒子流の方向に対してある角度で設定されている。

【0018】以上のように構成することにより1個の荷電粒子加速器を放射線治療装置に搭載し、患者の治療に先立ちシミュレーションを低エネルギーX線で行い、引き続き同一の治療装置で患部の治療を行うことができる。

【0019】図3を見るに本発明の第二の実施例は筐体20と、荷電粒子源21と、キャビティ22と、低エネルギーX線発生手段23と、熱電子放射陰極24と、ターゲット25と、荷電粒子ウインドウ26および27と、X線ウインドウ28とを備えている。

【0020】第一の実施例と同様に荷電粒子21は荷電粒子発生手段を構成し、ここで発生した荷電粒子は筐体20の中にくり貫かれた複数個のキャビティ22の開口部を通過する。このときキャビティは固有の電磁的共振周波数の信号で励振される。キャビティを通過して加速された荷電粒子流121Aは荷電粒子ウインドウ26および27を通過して、低エネルギー発生手段23のターゲット25の高エネルギー面41に衝突し、ここで高エネルギーのX線ウインドウ28を通して外部に取り出され、患者の治療に当てられる。冷却パイプ29はターゲット25の発熱の冷却用である。ターゲット25は高エネルギー面41と低エネルギー面42の2層で構成される。

【0021】一方低エネルギーX線発生手段23では、熱電子放射陰極24から低エネルギー電子流が放射され、この電子流はターゲット25の低エネルギー面42に衝突し、ここで低エネルギーのX線122に変換されて、X線ウインドウ28を通して外部に取り出されシミュレーションに利用される。低エネルギーX線122は高エネルギーX線122Bと同一方向に放射されるように、ターゲット25は高エネルギーの荷電粒子流の方向に対してある角度で設定されている。また、荷電粒子源21とキャビティ22を備えた筐体20と、低エネルギーX線発生手段23とは独立の筐体構造となっているので、X線発生手段23を矢印120の方向(逆でもよい)に移動せしめて荷電粒子流121Aを荷電粒子ウインドウ26から直接放射することもできる構造である。

【0022】以上のように構成することにより1個の荷電粒子加速器を放射線治療装置に搭載し、患者の治療に先立ちシミュレーションを低エネルギーX線で行い、引き続き同一の治療装置で高エネルギーX線と荷電粒子流とのうちのいずれの放射線による患部の治療をも行うことができる。

【0023】なお、ここでターゲット25の低エネルギー面42の材質は一般に金を用い、ターゲット25の高エネルギー面41の材質はタングステンまたはモリブデンコーテッドタングステンが用いられる。

【0024】

【発明の効果】本発明の荷電粒子加速器は治療用の放射線の放射に加えてその放射方向と同一方向にシミュレーション用の低エネルギーX線を放射するよう構成したので、患者の治療に先立ちシミュレーションを行い引き続き同一の治療装置で患部の放射線治療ができるという効果がある。また、ターゲットを高エネルギー用面と低エネルギー用面の2層で構成することにより、高エネルギーX線と低エネルギーX線両方共に高効率で発生できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の概要を示すブロック図

【図2】本発明の第一の実施例の構造を示す断面図

【図3】本発明の第二の実施例の構造を示す断面図

【図4】図は従来の技術による構造の第一の例を示す断面図

【図5】従来の技術の構造による第二の例を示す断面図

【図6】ターゲットの構造を示す断面図

【符号の説明】

1 荷電粒子発生手段

\* 2 加速手段

3 X線発生手段

4 熱電子放射陰極

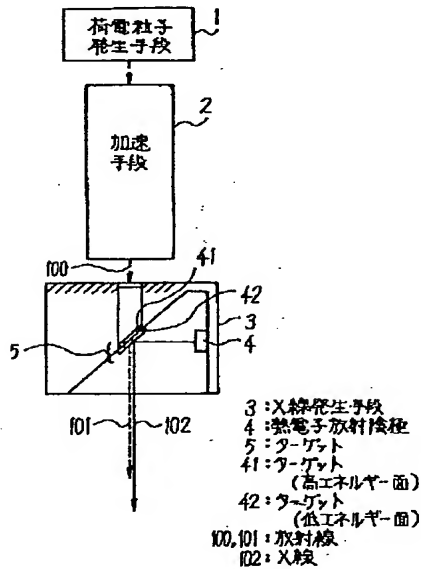
5 ターゲット

4 1 ターゲット (高エネルギー面)

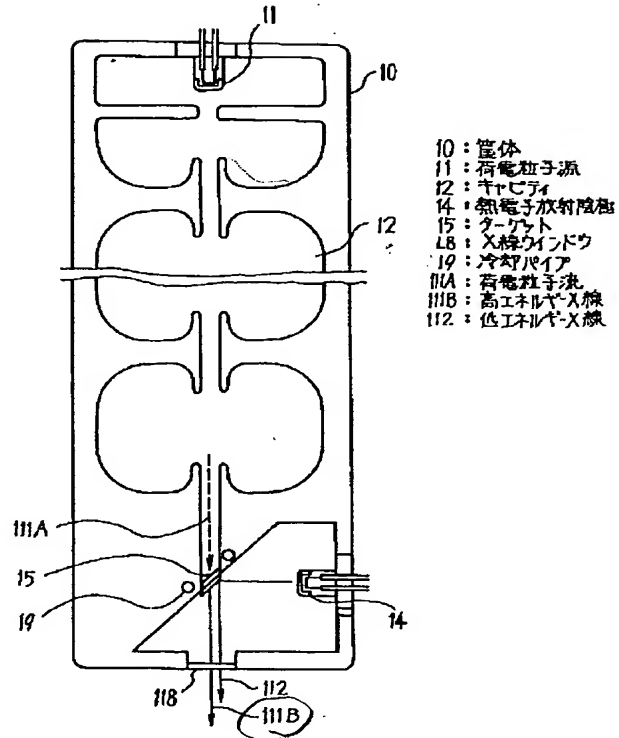
4 2 ターゲット (低エネルギー面)

\*

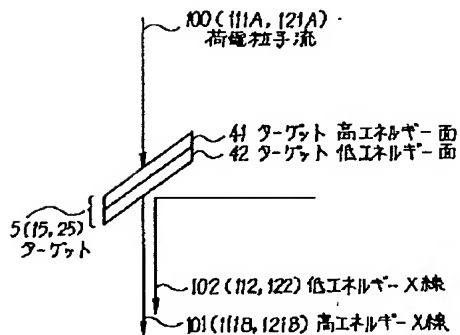
【図1】



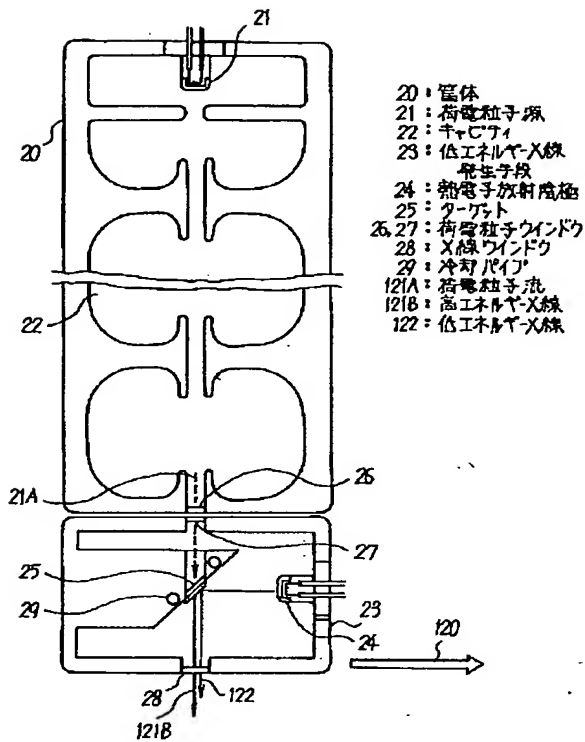
【図2】



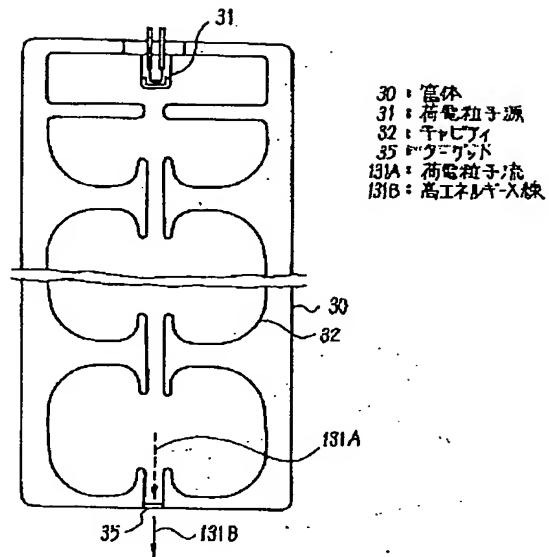
【図6】



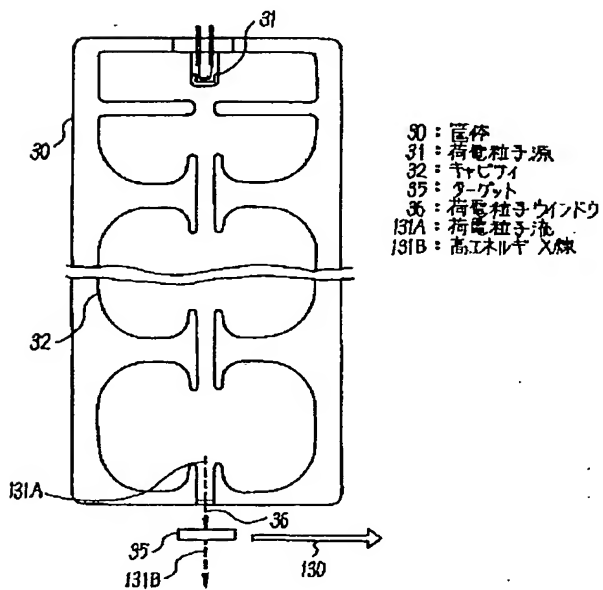
【図3】



【図4】



【図5】



BEST AVAILABLE COPY